

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 2 月 2 1 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 0 4 3 5 0 8
Application Number:

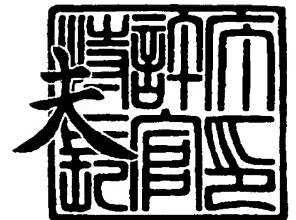
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 0 4 3 5 0 8]

出 願 人 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
Applicant(s):

2 0 0 3 年 8 月 2 7 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康



出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 6 9 9 7 5

【書類名】 特許願

【整理番号】 16NM02112

【提出日】 平成15年 2月21日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

【氏名】 鈴木 恒素

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

【氏名】 加藤 康司

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横
河メディカルシステム株式会社内

【氏名】 植竹 望

【特許出願人】

【識別番号】 300019238

【氏名又は名称】 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テク
ノロジー・カンパニー・エルエルシー

【代理人】

【識別番号】 100095511

【弁理士】

【氏名又は名称】 有近 紳志郎

【電話番号】 03-5338-3501

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 002233

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 R F シールドおよびMR I 装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 MR I 装置の R F シールドであって、コンデンサを介して接地されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 2】 MR I 装置の R F シールドであって、2 カ所以上が同容量のコンデンサを介してそれぞれ接地されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 3】 MR I 装置の R F シールドであって、2 カ所以上がそれぞれ個別に選ばれた容量のコンデンサを介して接地されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 4】 請求項 3 に記載の R F シールドにおいて、グランドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくすることを特徴とする R F シールド。

【請求項 5】 垂直磁場型のMR I 装置の R F シールドであって、上側の R F シールドの等角度ずつ方向が異なる 4 カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されると共に、下側の R F シールドの等角度ずつ方向が異なる 4 カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 6】 垂直磁場型のMR I 装置の R F シールドであって、接地された上側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に上側の R F シールドがコンデンサを介して接続されると共に、接地された下側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に下側の R F シールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 7】 垂直磁場型のMR I 装置の R F シールドであって、接地された支柱にコンデンサを介して接続されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 8】 請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の R F シールドにおいて、コンデンサの容量が 1000 [p F] 以上であることを特徴とする R F シールド。

【請求項 9】 R F シールドがコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMR I 装置。

【請求項 10】 RFシールドの 2 カ所以上が同容量のコンデンサを介してそれぞれ接地されていることを特徴とするMRI装置。

【請求項 11】 RFシールドの 2 カ所以上がそれぞれ個別に選ばれた容量のコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMRI装置。

【請求項 12】 請求項 11 に記載のMRI装置において、グラウンドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくしたことを特徴とするMRI装置。

【請求項 13】 垂直磁場型のMRI装置であって、上側のRFシールドが等角度ずつ方向の異なる 4 カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されると共に、下側のRFシールドが等角度ずつ方向の異なる 4 カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMRI装置。

【請求項 14】 垂直磁場型のMRI装置であって、接地された上側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に上側のRFシールドがコンデンサを介して接続されると共に、接地された下側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に下側のRFシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするMRI装置。

【請求項 15】 垂直磁場型のMRI装置であって、接地された支柱にRFシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするMRI装置。

【請求項 16】 請求項 9 から請求項 15 のいずれかに記載のMRI装置において、コンデンサの容量が1000[pF]以上であることを特徴とするMRI装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置のRF (Radio Frequency) シールドおよびMRI装置に関し、さらに詳しくは、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できるRFシールドおよび該RFシールドを用いたMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

MR I 装置では、RF コイルと勾配磁場コイルのカップリングを防止するために、両者の間に、RF シールドを介設している。しかし、この RF シールドには、勾配磁場による渦電流が生じ、それが MR I 画像の画質を低下させる。

そこで、従来、RF シールドを分割することによって渦電流の影響を小さくすることが行われている（例えば、特許文献 1 参照。）。

また、RF シールドの変形を防止することによって非対称な渦電流が発生しないようにすることが行われている（例えば、特許文献 2 参照。）。

【0003】**【特許文献 1】**

特開平 8-252234 号公報

【特許文献 2】

特開 2000-333929 号公報

【0004】**【発明が解決しようとする課題】**

RF シールドを接地することにより、RF コイルの特性を安定させることが出来る。

しかし、RF シールドに対する X 軸勾配磁場コイルと Y 軸勾配磁場コイルと Z 軸勾配磁場コイルの幾何学的配置に差があるため、これら X 軸勾配磁場コイルと Y 軸勾配磁場コイルと Z 軸勾配磁場コイルとで RF シールドにそれぞれ誘起される渦電流に差が生じ、RF シールドを単に接地したのでは、これら渦電流を均等に逃がすことが出来ず、それが MR I 画像の画質を低下させる問題点がある。

そこで、本発明の目的は、RF シールドに生じた渦電流が MR I 画像の画質を低下させることを防止できる RF シールドおよび該 RF シールドを用いた MR I 装置を提供することにある。

【0005】**【課題を解決するための手段】**

第 1 の観点では、本発明は、MR I 装置の RF シールドであって、コンデンサを介して接地されていることを特徴とする RF シールドを提供する。

上記構成において、コンデンサは、高周波的には十分低いインピーダンスを有している必要がある。

上記第1の観点によるRFシールドでは、RFシールドを直接接地するのではなく、コンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでRFシールド内における場所の差が吸収されてしまい、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0006】

第2の観点では、本発明は、MRI装置のRFシールドであって、2カ所以上が同容量のコンデンサを介してそれぞれ接地されていることを特徴とするRFシールドを提供する。

上記第2の観点によるRFシールドでは、RFシールドを直接接地するのではなく、コンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでRFシールド内における場所の差が吸収されてしまう。また、RFシールドの2カ所以上でコンデンサを介して接地するため、これによってもRFシールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

また、同容量のコンデンサを用いるため、製作、保守が容易になる。

【0007】

第3の観点では、本発明は、MRI装置のRFシールドであって、2カ所以上がそれぞれ個別に選ばれた容量のコンデンサを介して接地されていることを特徴とするRFシールドを提供する。

上記第3の観点によるRFシールドでは、RFシールドを直接接地するのではなく、コンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでRFシールド内における場所の差が吸収されてしまう。また、RFシールドの2カ所以上でコンデンサを介して接地する。さらに、接地箇所に応じた容量のコンデ

ンサを選んで接地する。これらによって、R F シールド内における場所の差がなくなる。従って、X 軸勾配磁場コイルと Y 軸勾配磁場コイルと Z 軸勾配磁場コイルとで R F シールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、R F シールドに生じた渦電流が M R I 画像の画質を低下させることを防止できる。

【0008】

第4の観点では、本発明は、上記構成の R F シールドにおいて、グランドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくすることを特徴とする R F シールドを提供する。

上記第3の観点による R F シールドでは、グランドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくするので、当該接地路のインピーダンスを最も高くする。これにより、グランドポイントから遠い接地路のインピーダンスの差が小さくなり、R F シールド内における場所の差がなくなる。従って、X 軸勾配磁場コイルと Y 軸勾配磁場コイルと Z 軸勾配磁場コイルとで R F シールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、R F シールドに生じた渦電流が M R I 画像の画質を低下させることを防止できる。

【0009】

第5の観点では、本発明は、垂直磁場型の M R I 装置の R F シールドであって、上側の R F シールドの等角度ずつ方向が異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されると共に、下側の R F シールドの等角度ずつ方向が異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されていることを特徴とする R F シールドを提供する。

上記第5の観点による R F シールドでは、上側および下側の R F シールドを直接接地するのではなく、それぞれコンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスで R F シールド内における場所の差が吸収されてしまう。また、各 R F シールドの等角度ずつ方向が異なる4カ所以上でコンデンサを介して接地する。これらによって、各 R F シールド内における場所の差がなくなる。従って、X 軸勾配磁場コイルと Y 軸勾配磁場コイルと Z 軸勾配磁場コイルとで R F シールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果

、R F シールドに生じた渦電流がMR I 画像の画質を低下させることを防止できる。

【0010】

第6の観点では、本発明は、垂直磁場型のMR I 装置のR F シールドであって、接地された上側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に上側のR F シールドがコンデンサを介して接続されると共に、接地された下側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に下側のR F シールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするR F シールドを提供する。

上記第6の観点によるR F シールドでは、上側および下側のR F シールドを直接接地するのではなく、それぞれコンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでR F シールド内における場所の差が吸収されてしまう。これによって、各R F シールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでR F シールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、R F シールドに生じた渦電流がMR I 画像の画質を低下させることを防止できる。そして、各R F シールドを最近傍のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体にそれぞれ接続するため、配線が短くて済む。

【0011】

第7の観点では、本発明は、垂直磁場型のMR I 装置のR F シールドであって、接地された支柱にコンデンサを介して接続されていることを特徴とするR F シールドを提供する。

上記第7の観点によるR F シールドでは、R F シールドを直接接地するのではなく、コンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでR F シールド内における場所の差が吸収されてしまう。これによって、各R F シールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでR F シールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、R F シールドに生じた渦電流がMR I 画像の画質を低下させることを防止できる。そして、R F シールドを最近傍の柱に接続するため、配線が短くて済む。

【0012】

第8の観点では、本発明は、上記構成のRFシールドにおいて、コンデンサの容量が1000[pF]以上であることを特徴とするRFシールドを提供する。

上記第8の観点によるRFシールドでは、例えば10[kHz]の渦電流に対するインピーダンスを160[Ω]以下にすることが出来る。

【0013】

第9の観点では、本発明は、RFシールドがコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第9の観点によるMRI装置では、前記第1の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0014】

第10の観点では、本発明は、RFシールドの2カ所以上が同容量のコンデンサを介してそれぞれ接地されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第10の観点によるMRI装置では、前記第2の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0015】

第11の観点では、本発明は、RFシールドの2カ所以上がそれぞれ個別に選ばれた容量のコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第11の観点によるMRI装置では、前記第3の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0016】

第12の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、グラウンドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくしたことを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第12の観点によるMRI装置では、前記第4の観点によるRFシールド

を用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0017】

第13の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置であって、上側のRFシールドが等角度ずつ方向の異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されると共に、下側のRFシールドが等角度ずつ方向の異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第13の観点によるMRI装置では、前記第5の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0018】

第14の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置であって、接地された上側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に上側のRFシールドがコンデンサを介して接続されると共に、接地された下側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に下側のRFシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第14の観点によるMRI装置では、前記第6の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0019】

第15の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置であって、接地された支柱にRFシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第15の観点によるMRI装置では、前記第7の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0020】

第16の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、コンデンサの

容量が1000[pF]以上であることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第16の観点によるMRI装置では、前記第8の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0021】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0022】

ー第1の実施形態ー

図1は、第1の実施形態に係るMRI装置100を示す側面図である。また、図2は、図1のA-A'断面図である。

このMRI装置100は、オープン型MRI装置であり、垂直方向に対向して設置されているマグネットMa、Mbと、ベースヨークYBa、YBbと、支柱ヨークYP、YPと、ポールピースPPa、PPbとにより構成される磁気回路により、ポールピースPPa、PPbの間に、垂直方向の静磁場を発生させている。

【0023】

上側のポールピースPPaの下面には、勾配磁場コイル(X軸、Y軸、Z軸を含む)GCと、銅箔製のRFシールド10aと、RFコイルRCとが積層されている。

また、下側のポールピースPPbの上面には、勾配磁場コイル(X軸、Y軸、Z軸を含む)GCと、銅箔製のRFシールド10bと、RFコイルRCとが積層されている。

【0024】

下側のマグネットMbは、1カ所でグランドポイントgpに接地されている。この結果、下側のマグネットMbと電氣的に接続している下側のベースヨークYBa、支柱ヨークYP、上側のベースヨークYBaおよび上側のマグネットMaも、接地されている。

なお、図に示すグラウンドポイント $g p$ は、概念を表しているだけであり、実際の場所を表しているものではない。

【0025】

上側の RF シールド 10a は、 90° ずつ角度が異なる 4 カ所で、コンデンサ 1a, 2a, 3a, 4a を介して、上側のマグネット Ma に接続されている。

また、下側の RF シールド 10b は、 90° ずつ角度が異なる 4 カ所で、コンデンサ 1b, 2b, 3b, 4b を介して、下側のマグネット Mb に接続されている。

【0026】

図 3 は、勾配磁場により下側の RF シールド 10b の場所 $S i$ に生じた渦電流を、コンデンサ 1b, 2b, 3b, 4b を介して、グラウンドポイント $g p$ へ逃がしている状態を示す説明図である。

渦電流の周波数を例えば $10 [kHz]$ とし、コンデンサ 1b, 2b, 3b, 4b の容量を例えば $1000 [pF]$ とするとき、コンデンサ 1b, 2b, 3b, 4b のインピーダンスは約 $160 [\Omega]$ となる。これは、場所 $S i$ から各コンデンサ 1b, 2b, 3b, 4b までの電流路 $p 1, p 2, p 3, p 4$ のインピーダンスのいずれよりも十分大きい。このため、電流路 $p 1, p 2, p 3, p 4$ のインピーダンスの差は、コンデンサ 1b, 2b, 3b, 4b のインピーダンスで吸収されてしまう。従って、コンデンサ 1b, 2b, 3b, 4b を流れる電流 $I 1, I 2, I 3, I 4$ は等しくなる。つまり、RF シールド 10b のどの場所で生じた渦電流でも、均等にグラウンドポイント $g p$ へ逃がすことが出来る。

【0027】

換言すれば、X 軸勾配磁場コイルと Y 軸勾配磁場コイルと Z 軸勾配磁場コイルとで RF シールド 10b に不均等に生じた渦電流でも、均等に、グラウンドポイント $g p$ へ逃がすことが出来る。また、同様に、上側の RF シールド 10a に不均等に生じた渦電流でも、均等に、グラウンドポイント $g p$ へ逃がすことが出来る。

【0028】

上記 MRI 装置 100 によれば、RF シールド 10a, 10b に生じた渦電流を均等にグラウンドポイント $g p$ へ逃がすことが出来るため、渦電流の影響による

MRI 画像の画質の低下を防止することが出来る。

【0029】

－第2の実施形態－

図4は、第2の実施形態に係るMRI装置200を示す側面図である。

このMRI装置200では、上側のRFシールド10aは、90°ずつ角度が異なる4カ所で、コンデンサ1a, 2a, 3a, 4aを介して(2a, 4aは、図4に現れていない)、支柱ヨークYBに接続されている。また、下側のRFシールド10bも、90°ずつ角度が異なる4カ所で、コンデンサ1b, 2b, 3b, 4bを介して(2b, 4bは、図4に現れていない)、支柱ヨークYBに接続されている。

【0030】

上記MRI装置200によれば、RFシールド10a, 10bに生じた渦電流を均等にグランドポイントgpへ逃がすことが出来るため、渦電流の影響によるMRI画像の画質の低下を防止することが出来る。

【0031】

－第3の実施形態－

上側のRFシールド10aを、上側のマグネットMaの筐体またはポールピースPPa又はその筐体に、コンデンサを介して接続してもよい。同様に、下側のRFシールド10bを、下側のマグネットMbの筐体またはポールピースPPb又はその筐体に、コンデンサを介して接続してもよい。

【0032】

－第4の実施形態－

RFシールドを接地するコンデンサの数は1個以上であればよい。例えば60°ずつ角度が異なる6カ所で6個のコンデンサを介して接地してもよい。

【0033】

－第5の実施形態－

2個以上のコンデンサを使う場合、コンデンサの容量を全て等しくしてもよいし、異ならせてもよい。

コンデンサの容量を全て等しくする場合は、コンデンサ自身のインピーダンス

で各コンデンサからグラウンドポイント $g p$ までの電流路のインピーダンスの差を吸収できるようなコンデンサの容量を選べばよい。通常、コンデンサの容量は $1000[pF]$ 程度でよい。

コンデンサの容量を異ならせる場合、RFシールドと各コンデンサの接続点からグラウンドポイントまでの各接地路のインピーダンスの差が小さくなるように各コンデンサの容量を選べばよい。通常、グラウンドポイント $g p$ に最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくし、グラウンドポイント $g p$ に最も遠い接地路に介設するコンデンサの容量を最も大きくする。通常、コンデンサの容量は $1000[pF]$ より大きくしてもよい。

【0034】

—他の実施形態—

- (1) 本発明は、超電導型のMRI装置にも適用できる。
- (2) 本発明は、水平磁場型のMRI装置にも適用できる。

【0035】

【発明の効果】

本発明のRFシールドおよびMRI装置によれば、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を発生と同時に且つ均等にグラウンドへ逃がすことが出来る。これにより、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

第1の実施形態に係るMRI装置を示す側面図である。

【図2】

図1のA-A'断面図である。

【図3】

第1の実施形態に係るRFシールドの接地路を示す説明図である。

【図4】

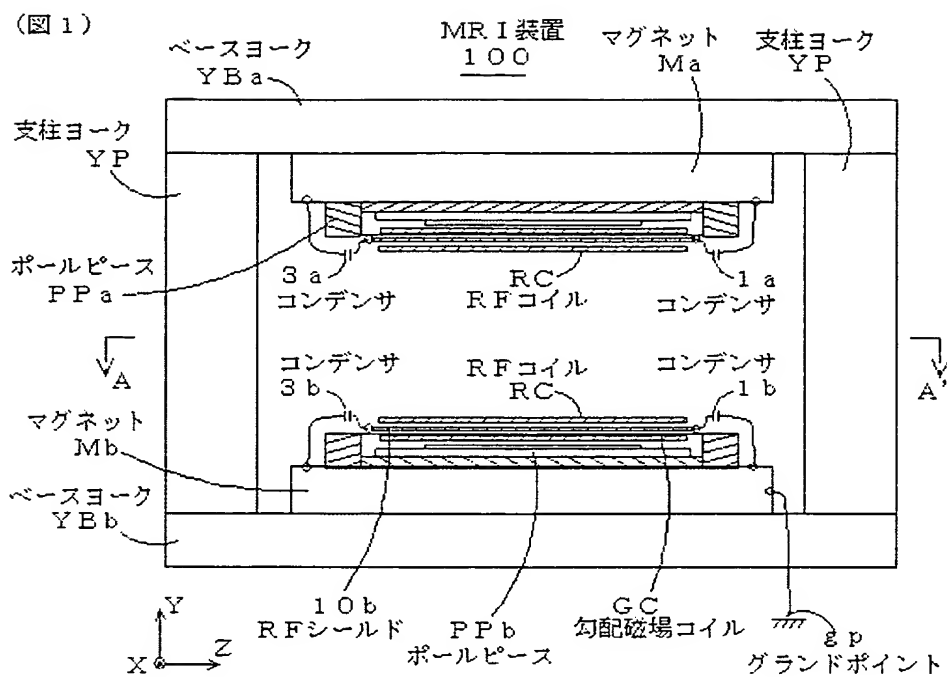
第2の実施形態に係るMRI装置を示す側面図である。

【符号の説明】

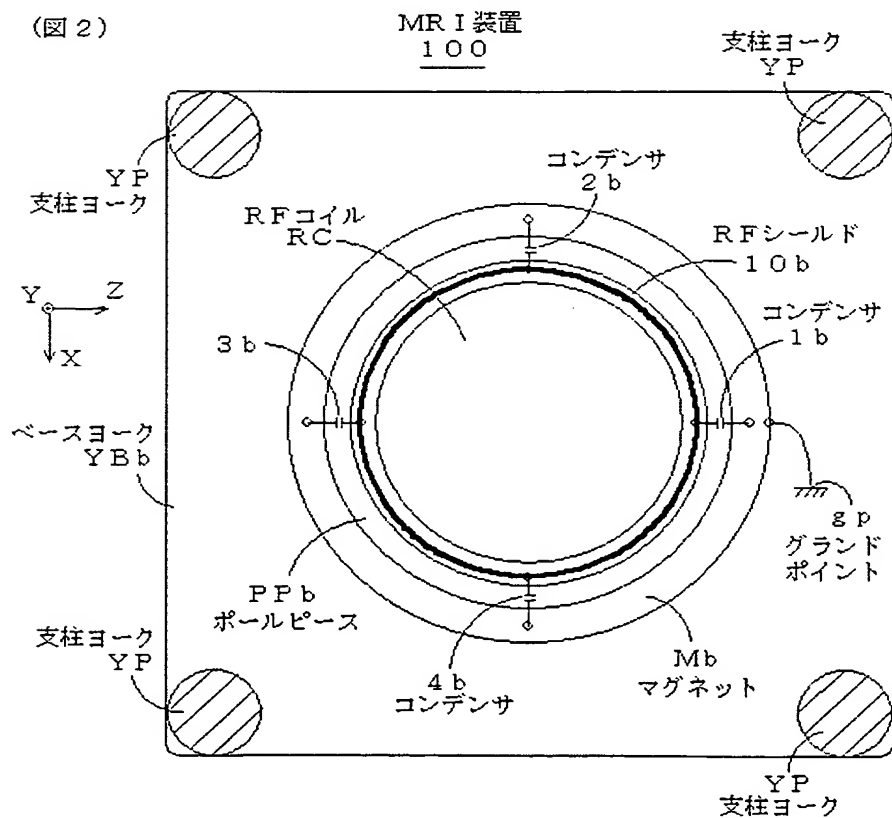
1 a, 2 a, 3 a, 4 a	コンデンサ
1 b, 2 b, 3 b, 4 b	コンデンサ
10 a, 10 b	RFシールド
g p	グラウンドポイント
Ma, Mb	マグネット
100, 200	MR I 装置

【書類名】 図面

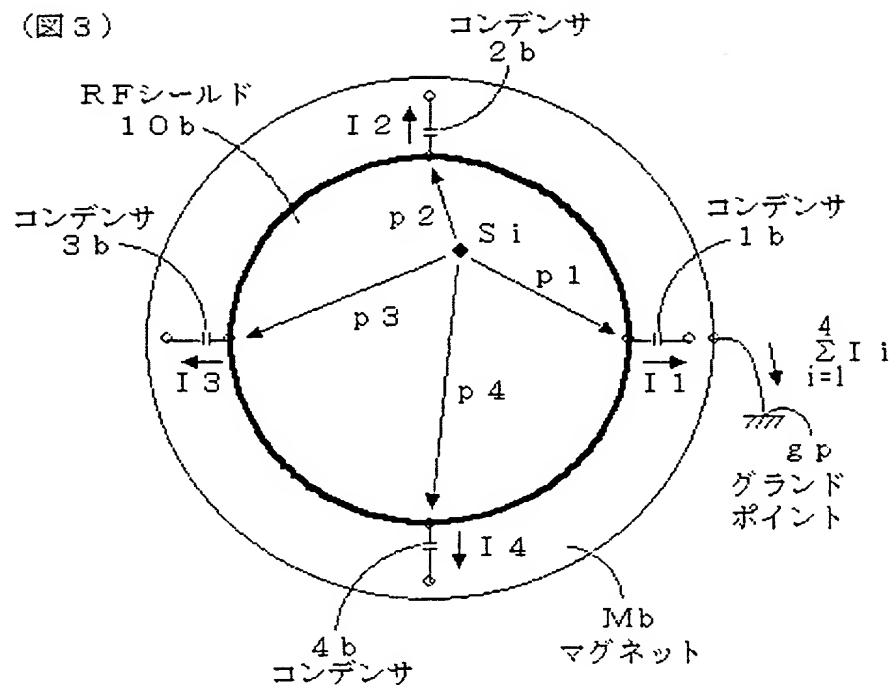
【図 1】



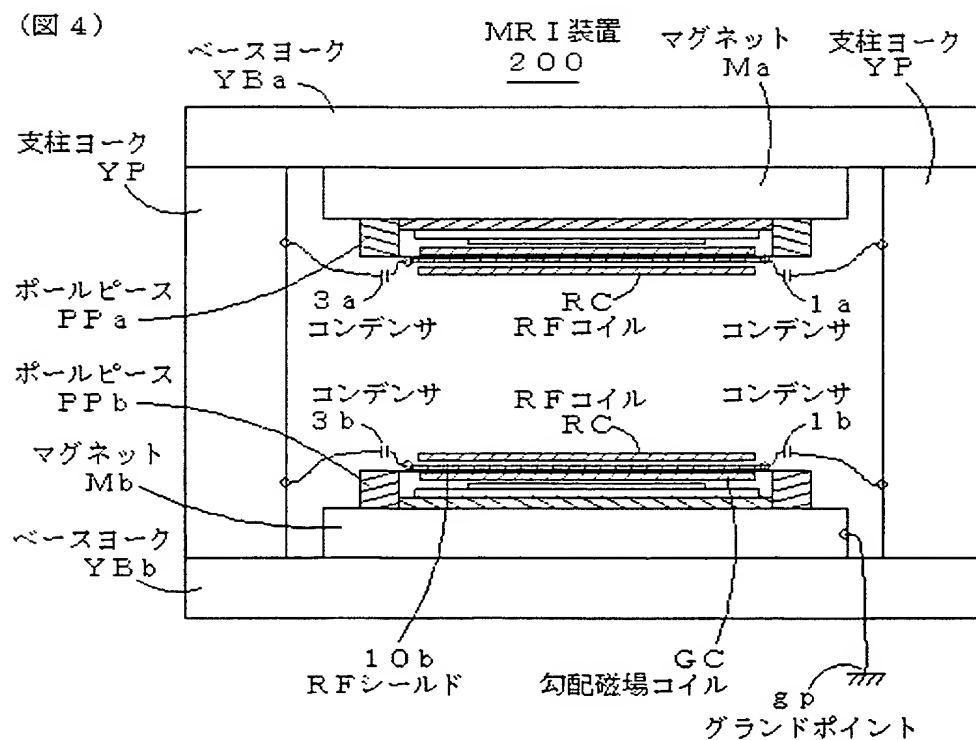
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールド10bにそれぞれ誘起される渦電流を発生と同時に且つ均等にグラウンドへ逃がす。

【解決手段】 RFシールド10bは、90°ずつ角度が異なる4カ所で、コンデンサ1b, 2b, 3b, 4bを介して、マグネットMbに接続されている。マグネットMbは、グランドポイントgpに接続されている。

【効果】 RFシールド10bに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【選択図】 図1

特願 2 0 0 3 - 0 4 3 5 0 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [3 0 0 0 1 9 2 3 8]

1. 変更年月日 2 0 0 0 年 3 月 1 日
[変更理由] 新規登録
住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3 1 8 8 ・ワウケシャ
・ノース・グランドヴュー・ブールバード・ダブリュー・7 1
0 ・3 0 0 0
氏 名 ジーイー・メディカル・システム・グローバル・テクノロジー
・カンパニー・エルエルシー

2. 変更年月日 2 0 0 0 年 3 月 1 5 日
[変更理由] 名称変更
住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3 1 8 8 ・ワウケシャ
・ノース・グランドヴュー・ブールバード・ダブリュー・7 1
0 ・3 0 0 0
氏 名 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー
・カンパニー・エルエルシー